

BLOOD DIALYZER

Publication number: JP1131670 (A)

Publication date: 1989-05-24

Inventor(s): HABADA YOSHIMITSU; NAKANO AKIKOSHI; KUROTA KENJI

Applicant(s): KUBABAY CO.

Classification:

- **international:** A61M1/14; A61M1/14; (IPC17): A61M1/14

- European:

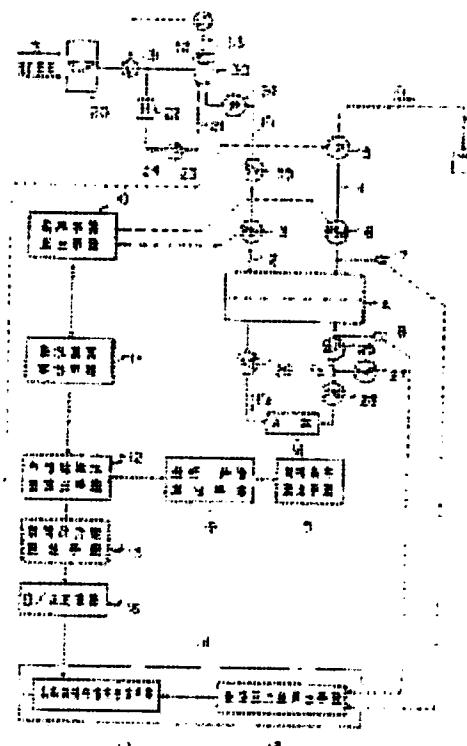
Application number: JP19870291630 19871117

Priority number(s): JP19870291630 19871117

Abstract of JP 1131670 (A)

PURPOSE: To accurately, automatically measure and control an amount of removed water so as to safely dialyze blood, by calculating a speed of water-removal, calculating an amount of water to be removed for the rest of a time period for completing dialysis with the speed calculated and adding the calculated amount to an amount of water already removed to obtain a total amount of removed water predicted.

CONSTITUTION: An inflow amount and an outflow amount of a solution to be dialyzed are periodically detected with oval meters 3 and 6 and the data obtained are sent as pulse signals to a means 10 for calculating total amount of removed water. A means 11 for calculating speed of water-removal calculates a speed of water-removal from the difference between total amounts of removed water detected at the moment and at the previous time. A means 12 for calculating predicted total amount of removed water predicts a total amount of water to be removed for a time period T for completing dialysis by adding a total amount of removed water detected at the moment to an amount of water to be removed for the rest of the time period T, which is calculated by a calculating means 19 for remaining time period for completing dialysis. The predicted value is sent to a means 13 for setting membrane pressure difference to be accorded with a value set by the means 13. An amount of removed water is accurately controlled in the above manner.



⑪ 公開特許公報 (A) 平1-131670

⑫ Int. Cl. 4

A 61 M 1/14

識別記号

355
357

厅内整理番号

7720-4C
7720-4C

⑬ 公開 平成1年(1989)5月24日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑭ 発明の名称 血液透析用装置

⑮ 特願 昭62-291630

⑯ 出願 昭62(1987)11月17日

⑰ 発明者 原田 玩充 岡山県岡山市海岸通1丁目2番1号 株式会社クラレ内
 ⑰ 発明者 仲野 彰能 岡山県岡山市海岸通1丁目2番1号 株式会社クラレ内
 ⑰ 発明者 久保田 謙治 岡山県岡山市海岸通1丁目2番1号 株式会社クラレ内
 ⑰ 出願人 株式会社クラレ 岡山県倉敷市酒津1621番地
 ⑰ 代理人 弁理士 本多 堅

明細書

1. 発明の名称

血液透析用装置

2. 特許請求の範囲

血液透析器への透析液流入路および透析液流出路を流れる透析液の流量を計測する容積式流量計と、透析液流出路に設けられたポンプと、血液透析器の膜間圧力差を検出する圧力センサと、総除水量と透析時間を設定する透析条件設定手段と、上記2つの流量計から一定時間毎に総除水量を算出する延除水量算出手段と、前回算出された延除水量と今回算出された延除水量との差から除水速度を算出する除水速度算出手段と、上記除水速度から残りの透析時間における除水量を算出し、該算出された残りの透析時間における除水量と今回算出された延除水量から予想総除水量を算出する予想総除水量算出手段と、上記予想総除水量と総除水量の設定値および前回演算された膜間圧力差から所定の演算式にしたがつて膜間圧力差を演算する膜間圧力差設定手段と、上記膜間圧力差設定

手段で設定された膜間圧力差と圧力センサで検出された膜間圧力差を比較しながら両者の偏差値が零となるまでポンプの回転数を制御する膜間圧力差制御手段とを備えたことを特徴とする血液透析用装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は血液透析の際に、除水速度および除水量を自動的に調整する除水量制御手段を備えた血液透析用装置に関するものである。

(従来の技術と問題点)

血液透析において患者の体重を減少させるための除水量の調節は極めて正確に行なわなければならない。なぜなら、急激な除水を行なうと患者にショックを与えることになり、また、総除水量も患者の健康状態を充分に加味した量が設定されるからである。

一般の血液透析において、U.T(脱水率)による総除水量は1回の透析で2ないし3Lであるのに対し、その透析液の量は150Lである。し

たがつて、上記除水量は透析液の量に対して1ないし2%にしか相当せず、この除水量を実用範囲(±50cc)で制御するためには、透析液の量を実に0.03ないし0.04%の誤差範囲内に収めなければならない。

ところが、従来の血液透析は、透析前に患者の体重を測り、その体重を何回落とすかを設定したのち、前回透析のデータを基に^動透析液の流量と透析時間と設定するというもので、透析液の流量は一定にしたままの状態であつた。したがつて、上記の方法は、最終的な除水量が透析後の患者の体重を測つて透析前の体重との差を計算することにより^初めて分かるという、極めて原始的なものであり、除水量の正確な調整が困難である。

また、上記の調整方法より一步進んだものとして、例えば特開昭54-27296号公報の発明の装置がある。この装置は、透析液の排出量をシリンドラで逐次計測し、その排出量の変化に基づいて透析液の流量を調節する構成となつていて。

ところが、上記の調整装置においても除水量の

に示すように透析液サブライヤ1から透析液流路2を介して血液透析器△に導入される透析液の流量を計測する第1の流量計3と、透析液流出路4を介して血液透析器から導出される血液中の老廃物を含む透析液の流量を計測する第2の流量計6と、透析液流出路4と血液循環路9に設けられて血液透析器△の膜間圧力差を検出する2つの圧力センサ7、8と患者からの総除水量と透析時間を設定する透析条件設定手段15と、上記2つの流量計から延除水量を算出する延除水量算出手段10と、前回算出された延除水量と今回算出された延除水量との差から除水速度を算出する除水速度算出手段11と、上記除水速度から残りの透析時間における延除水量を算出し、該算出された延除水量と今回算出された延除水量の和から予想総除水量を算出する予想総除水量算出手段12と、上記予想総除水量と総除水量の設定値および前回演算された膜間圧力差から所定のプログラムにしたがつて膜間圧力差を演算する膜間圧力差設定手段13と、上記膜間圧力差設定手段で設定された

計測はあまり正確とはいえず、除水速度の変動が激しくなる危険性があり、最終的な除水量も正確なもののが期待できない。また、流路が詰まるなどの不調の事故に対しても何ら対応策がなされていない。

また、従来の血液透析においては、患者1人に対して多くの熟練したスタッフが付き添うことが必要であり、その経費および人員確保の面で多くの問題が残されていた。

さらに、除水速度は時間的に一定にすれば良いというものではなく、患者1人1人に合った除水速度の時間的変化特性があるので、その特性に忠実に、しかも、正確に透析を行なえる調節装置の開発が望まれている。

したがつて本発明の目的は除水量を正確、かつ自動的に計測制御し、安全に血液透析を行うことのできる除水量制御手段を備えた血液透析用装置を提供することにある。

(問題点を解決するための手段)

上記目的を達成するため、この発明は、第1図

膜間圧力差と圧力センサで検出された膜間圧力差を比較しながら患者の偏差値が零となるまでポンプの回転数を制御する膜間圧力差制御手段14とを備えた構成とし、上記透析条件設定手段15の設定値に合致した透析がなされるように除水速度を制御している。

(作用)

この発明では、一定時間毎に計測された延除水量から除水速度を算出し、次いでこの除水速度から残りの透析時間における除水量を算出し、この残りの透析時間における除水量と、前回算出された除水量を加算して予想総除水量とし、上記予想総除水量と総除水量の設定値および前回演算された膜間圧力差から所定の演算式にしたがつて膜間圧力差を算出し、この値を次回の膜間圧力差の設定値とすることにより、血液透析中に変化する患者の状態に適応した正確な除水量を得ることができ、かつ不調の事故に対しても敏速に対応することができる。

(実施例)

第2図はこの発明の一実施例にかかる血液透析用装置を示す構成図である。第2図においてサプライヤ20では水と透析原液を混せて適度な透析液が作られる。この透析液はバッファータンク30に流入する。該バッファータンクには透析液供給バルブ31と運動制御される液面検出手段32が設けられており、バッファータンクの液面が設定レベルより低下するとバルブ31を開いて透析液をバッファータンクに流入させるようにしている。このバッファータンク30はタンクの上部に大気開放口33を有しているので、常時タンク内は大気圧に保たれている。そのためサプライヤからの透析液供給圧力が変動したとしてもこの変動した圧力が直接血液透析器△へ及ぶことがないため膜間圧力差を正確に検出できる。バッファータンク30内の透析液は透析液循環路21に設けられた加熱器22で体温近くに加熱され、かつ真空ポンプ23の脱泡作用で透析液中に滞存する空気が除去される。24は脱泡作用を促進するた

流出量が周期的、例えば1分間毎に検出され、そのデータは延除水量算出手段10へバルス信号として送られる。この延除水量算出手段10では第4図に示すように上記オーバルメータ3によって検出されたバルス数 [$C_{in}(t_n)$] とオーバルメータ6によって検出されたバルス数 [$C_{out}(t_n)$] からその差 [$C_D(t_n) = C_{out}(t_n) - C_{in}(t_n)$] を演算し、次いでバルス数の差 [$C_D(t_n)$] にレートを乗じて延除水量を算出している。このレートは例えば第3図に示すように容積式流量計(ルーツ式流量計、ロータリーピストン式流量計、オーバル式流量計など)例えばオーバルメータの一方の回軸子50の対称位置にそれぞれ磁石51を埋設し、この磁石をオーバルメータの筐体52の表面に取着した磁気感応センサ(図示せず)で検出する場合には、回軸子50が一回転すると2個のバルスが発信される。この回軸子が一回転につき1mlの液体を流出させるとするとオーバルメータのレートは0.5 ml/バルスとなる。したがつて例えば1時間後のバルス数の差 [$C_D(t_n)$] が1800

のバルブである。バッファータンク内の透析液は加圧ポンプ34によつて昇圧されて、矢印F1の方向に流れ、流量調節バルブ35で一定の流量に調整されたのち、オーバルメータ(第1の流量計)3を通つて血液透析器△に流入する。一方血液透析器の内部で老廃物を貯留した透析液はこの血液透析器を流出し、オーバルメータ(第2の流量計)6を通つてポンプ5で排出される。

一方、人体より取り出された血液は血液ポンプ25によつて矢印F2の方向に流れ、血液透析器△に送り込まれる。血液透析器で透析された血液は空気ディテクタ26を通つて人体に戻される。27はヘパリンポンプで、血液中に尿成分を少量だけ混入させ、血液透析中の血液凝固を防止する。28はピロースイッチで血液を採取する注射針が詰まつたりしたときに直ちに血液の流れをしや断する。7、8は透析液流出路及び血液流路に設けられた圧力センサであり、この2つの圧力センサにより膜間圧力差が算出できる。

上記オーバルメータ3、6で透析液の流入量と

バルスであれば透析開始1時間後の延除水量は $0.5 \times 1800 = 900 \text{ ml}$ として算出される。上記延除水量算出手段10からの信号は次いで除水速度算出手段11に発信される。該除水速度算出手段では前回算出された延除水量 [$UEH(t_{n-1})$] と今回算出された延除水量 [$UEH(t_n)$] の差 [$(UEH(t_n)) - (UEH(t_{n-1}))$] を算出し、上記算出された値を前回と今回までの時間 [$t_n - t_{n-1}$] で割ることにより除水速度 (V_{t_n}) が算出される。上記除水速度算出手段11からの信号は予想延除水量算出手段12に送出される。予想延除水量算出手段12では透析時間(T)内で除水される量として今回算出された延除水量 [$UEH(t_n)$] に透析残時間算出手段19で算出された残りの透析時間 ($T - t_n$) 内に除水される量、すなわち上記除水速度 (V_{t_n}) に残りの透析時間 ($T - t_n$) を乗じた値を加算することにより予想延除水量 [$UEH(t_n)$] が算出され、膜間圧力差設定手段13に送出される。膜間圧力差設定手段13では上記予想延除水量 [$UEH(t_n)$] と総延除水量の設

定値 (UFH) および前回演算された膜間圧力差 [TMP(t_{n-1})] から次の演算式にしたがつて膜間圧力差 [TMP(t_n)] が設定される。

$$TMP_{tn} = \frac{TMP(t_{n-1})}{2} \times \left(\frac{UFH}{UFH(t_n)} + 1 \right)$$

そして、その演算された膜間圧力差 [TMP(t_n)] が次回の膜間圧力の設定値とされる。

透析開始時には前回の膜間圧力差として 20 mmHg 以上の任意の値をプリセットしておくと 1 回目の膜間圧力差設定値として異常な値が算出されることを防止できる。

このように膜間圧力差の設定値は予想除水量が設定除水量に一致するように周期的に変更されることになる。上記膜間圧力差設定手段 13 から発信された信号 [TMP(t_n)] は次にリ／△変換器 16 でアナログ信号に変換されて膜間圧力差制御手段 14 に送出される。この膜間圧力差制御手段 14 の回転数指令信号生成手段 17 では、上記膜間圧力差の設定値と 2 つのセンサ 7、8 より検出される信号から膜間圧力差を算出する膜間圧

単で初心者も容易に使用できる。

4. 図面の簡単な説明

第 1 図及び第 2 図は本発明の構成を示す系統図であり、第 3 図は流量計の構造を示す断面図であり、第 4 図は本発明の制御法を説明するためのグラフである。

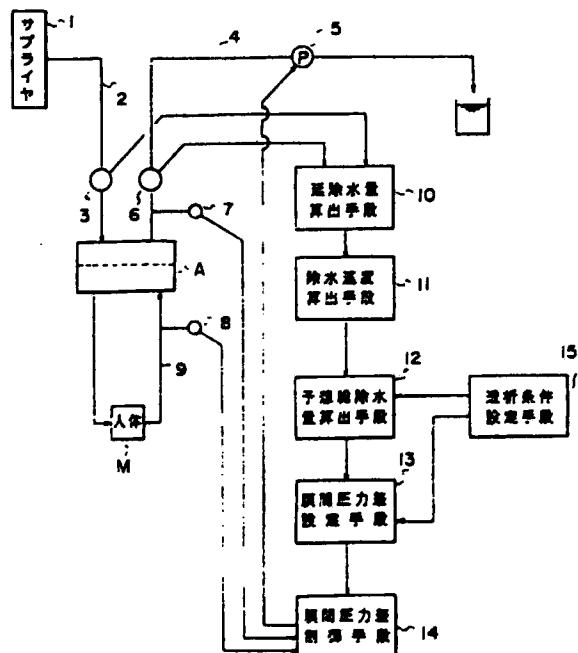
- 3、6 … 第 1 及び第 2 の流量計
- 7、8 … 圧力センサ
- 10 … 延除水量算出手段
- 11 … 除水速度算出手段
- 12 … 予想除水量算出手段
- 13 … 膜間圧力差設定手段
- 14 … 膜間圧力差制御手段
- 15 … 透析条件設定手段

力差算出手段 18 からの横出線とを比較して両者の差分から比例積分微分演算を行ない回転数指令信号を生成する。この回転数指令信号はポンプ 5 のドライバ部に印加される。つまり、回転数指令信号電圧 > 回転数検出信号電圧の状態であれば、ドライバ部からモータへの電力供給が増大してモータの回転数、換言すればポンプ 5 の回転数は増大し、逆に回転数指令信号電圧 < 回転数検出信号電圧の状態であれば、モータの回転数は減少するもので、上記ポンプ 5 の回転数は上記回転数指令信号に追従するように自動制御される。したがつて、膜間圧力差を常時膜間圧力差設定手段 13 で設定された値に追従させることができ、除水量を正確にコントロールできる。

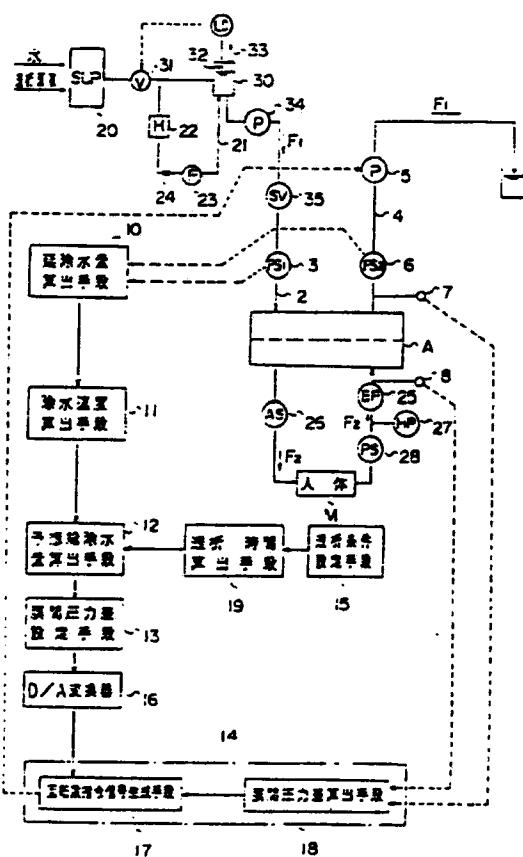
(発明の効果)

以上のように本発明装置は除水量設定手段の設定値に合致した透析がなされるように除水量を制御するため患者に不快感を与えることなく正確な除水量を得ることができ、不測の事故に対する処置を迅速に行うことができるとともに、作業が簡

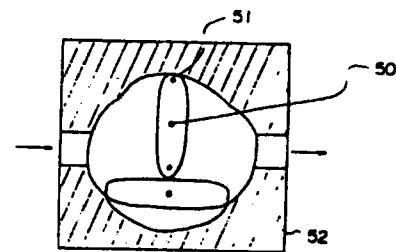
第 1 図



第 2 図



第 3 図



第 4 図

